

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

Method of computer tomography for processing section X-ray image

Patent Number: DE19835451
Publication date: 1999-03-04
Inventor(s): FLOHR THOMAS DR (DE)
Applicant(s): SIEMENS AG (DE)
Requested Patent: ☐ DE19835451
Application Number: DE19981035451 19980805
Priority Number(s): DE19981035451 19980805; DE19971036241 19970820
IPC Classification: G01N23/083; A61B6/03; G06T5/00; H05G1/64
EC Classification: H05G1/64, G01N23/04D
Equivalents:

Abstract

The computer tomography method uses a universal computer (7) for further processing of a reconstructed sectional image of a layer of an object (4) under investigation for removing rings. The method involves masking bone and air components in the image IBILD with Np.Np pixels. All CT values greater than a predetermined threshold SWO are set equal to SWO. All CT values less than a predetermined threshold SWU are set equal to SWU so that a new image matrix R1BILD is produced which also has Np.Np pixel values. A medial filter operation is then carried out in R1BILD, along a number of radial lines running through the centre of rotation of the tomograph. The radial lines cover the image matrix so each pixel lies on a straight line. The pixel value of the filtered image is provided from the median value of the pixel values of the points of R1BILD. A difference image DIFF1 is formed for all pixel values and a threshold operation is carried out to provide a second image R2BILD. The pixel values of the second image are then low pass filtered along curves about the centre of rotation, which can be realised as simple averaging. An image WBILD is produced. Finally, IBILD and WBILD are subtracted and a resulting image is produced in which the rings are removed.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



⑮ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 35 451 A 1**

⑤ Int. Cl.⁶:
G 01 N 23/083
A 61 B 6/03
G 06 T 5/00
H 05 G 1/64

⑦ Aktenzeichen: 198 35 451.7
② Anmeldetag: 5. 8. 98
④ Offenlegungstag: 4. 3. 99

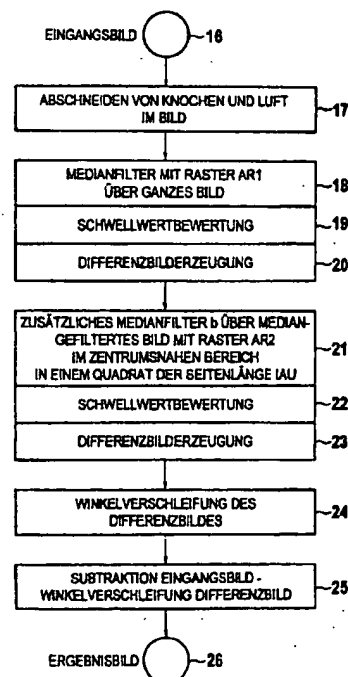
DE 198 35 451 A 1

⑥ Innere Priorität:
197 36 241. 9 20. 08. 97
⑦ Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦ Erfinder:
Flohr, Thomas, Dr., 91486 Uehlfeld, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

- ⑤ Verfahren für einen Computertomographen zur Nachverarbeitung eines Schnittbildes und nach diesem Verfahren arbeitender Computertomograph
- ⑤ Es soll ein Verfahren für einen Computertomographen der 3. Generation und ein nach diesem Verfahren arbeitender Computertomograph geschaffen werden, wobei die Ringartefakte beseitigt sind. Die Pixelwerte des Schnittbildes werden einer oder mehreren Medianfilterungen und einer Mitteilung unterzogen. Die Medianfilterungen und die Mitteilung erfolgen entlang einer Vielzahl von Richtungen.



DE 198 35 451 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren für einen Computertomographen (CT) zur Nachverarbeitung eines Schnittbildes sowie einen nach einem solchen Verfahren arbeitenden Computertomographen.

Durch differentielle Abweichungen der einzelnen Meßsystemkanäle eines Computertomographen vom jeweiligen Kalibrierzustand entstehen bei CT-Geräten der 3. Generation in den Schnittbildern Ringartefakte, die um das Drehzentrum des Gerätes zentriert sind. Dieses Problem ist in IEEE Proceedings, Vol. 134, Pt. A, February 1987, Seiten 126-135, beschrieben.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und einen Computertomographen der eingangs genannten Art so auszubilden, daß eine Korrektur dieser Ringartefakte in den rekonstruierten Schnittbildern in Form einer Bildnachverarbeitung erfolgt.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale der Patentansprüche 1 und 3. Bei der Erfindung erfolgt die Detektion der Ringartefakte durch Medianfilterung in radialer Richtung. Ringartefakte werden so vollständig korrigiert und nicht lediglich in ihrer Amplitude reduziert und verschmiert. Im Unterschied zu bekannten Verfahren werden fernerhin störende Knochenstrukturen im Bild vor der Medianfilterung durch eine einfache Schwellenoperation eliminiert.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 die wesentlichen Teile eines Computertomographen der 3. Generation,

Fig. 2 eine Darstellung der Rechenschritte für den Computertomographen gemäß Fig. 1,

Fig. 3 eine schematische Darstellung zur Filterung für das erfindungsgemäße Verfahren, und

Fig. 4 eine schematische Darstellung zur Winkelverschleifung für das erfindungsgemäße Verfahren.

Der in der Fig. 1 dargestellte Computertomograph weist eine Meßeinheit aus einer Röntgenstrahlenquelle 1, die ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 aussendet, und einen Detektor 3 auf, welcher aus einer Reihe von Einzeldetektoren, z. B. aus 512 Einzeldetektoren, besteht. Der Fokus ist mit 11 bezeichnet. Der zu untersuchende Patient 4 liegt auf einer Patientenliege 5. Zur Abtastung des Patienten 4 wird die Meßeinheit 1, 3 um ein Meßfeld 9, in dem der Patient 4 liegt, um 360° gedreht. Die Drehachse ist mit 10 bezeichnet. Dabei wird die Röntgenstrahlenquelle 1, die von einem Röntgengenerator 6 gespeist wird, gepulst oder mit Dauerstrahlung betrieben. Bei vorbestimmten Winkelpositionen der Meßeinheit 1, 3 werden Sätze von Daten erzeugt, die vom Detektor 3 einem Rechner 7 zugeführt werden, welcher aus den erzeugten Datensätzen die Schwächungskoeffizienten vorbestimmter Bildpunkte berechnet und auf einem Sichtgerät 8 bildlich wiedergibt. Auf dem Sichtgerät 8 erscheint demgemäß ein Bild der durchstrahlten Schicht des Patienten.

In der Fig. 2 stellt der Kreis 16 schematisch das Eingangsbild dar. In den Verfahrensschritten 17 bis 25 erfolgen nacheinander folgende Bildverarbeitungsschritte:

Schritt 17 Abschneiden von Knochen und Luft im Bild;
Schritt 18 Medianfilter mit Raster AR1 über ganzes Bild usw.;

Schritt 19 Schwellwertbewertung;

Schritt 20 Differenzbilderzeugung;

Schritt 21 Zusätzliches Medianfilter b über mediangefiltertes Bild mit Raster,

AR2 im zentrumsnahen Bereich in einem Quadrat der Seitenlänge IAU;

Schritt 22 Schwellwertbewertung;

Schritt 23 Differenzbilderzeugung;

Schritt 24 Winkelverschleifung des Differenzbildes;

Schritt 25 Subtraktion;

5 Eingangsbild - winkelschleiftes Differenzbild.

Der Kreis 26 stellt dann das Ergebnisbild dar.

In einem CT-Bild IBILD liegen $N_p \cdot N_p$ (z. B. $512 \cdot 512$) Pixelwerte des Schnittbildes vor, in der Regel als 12 Bit Integerwerte im Wertebereich 0... 4095 ("Hounsfield Scala"), die für die weitere Bildbearbeitung auf die Integerwerteskala -1024 bis +3071 umgesetzt werden.

Im ersten Verarbeitungsschritt 17 werden Knochen- und Luftanteile im Bild eliminiert, um die spätere Ringdetektion nicht zu stören. Zu diesem Zweck werden alle CT-Werte größer als eine bestimmte Schwelle SWO (z. B. SWO = 300), die von Knochenstrukturen stammen könnten, gleich SWO gesetzt. Alle CT-Werte kleiner als eine bestimmte Schwelle SWU, die von Luft bzw. Luftpneumothorax stammen könnten, werden gleich SWU (z. B. SWU = -300) gesetzt. Die Schwellen SWO und SWU sind sowohl vom verwendeten CT-Faltungskern, also der Maximalschärfe der CT-Rekonstruktion, als auch vom maximalen Schwächungswert des dargestellten Objektes abhängig und werden z. B. empirisch ermittelt.

Dieser Verfahrensschritt 17 ergibt eine neue, mit R1BILD bezeichnete Bildmatrix, die ebenfalls $N_p \cdot N_p$ Pixelwerte hat.

In den Verarbeitungsschritten 18 bis 20 wird ein Korrekturbild erzeugt, in dem die Ringartefakte isoliert sind.

Zu diesem Zwecke wird in der Bildmatrix R1BILD zunächst eine erste Medianfilterung vorgenommen entlang einer Vielzahl von durch das Drehzentrum des Computertomographen verlaufenden Geraden (radiale Linien). Diese Geraden decken die Bildmatrix derartig ab, daß jedes Pixel auf einer solchen Geraden liegt. Das erste radiale Medianfilter hat $2M_1 + 1$ Stützstellen (z. B. $M_1 = 2$) im Abstand $a_{R1} \cdot a_{R1}$ ist etwa halb so groß wie die halbe Linienbreite eines Ringartefakts und ist daher sowohl vom gewählten Ausschnitt des Meßfeldes (Zoomfaktor "Zoom") als auch von der Schärfe des verwendeten Faltungskerns abhängig und bei kleinem Bildausschnitt größer als der Pixelabstand in radialer Richtung. Für jedes Pixel P im Bild R1BILD werden die im radialen Abstand $-M_1 a_{R1}$, $-(M_1+1)a_{R1}$, ..., $(M_1-1)a_{R1}$, $M_1 a_{R1}$ liegenden Pixel z. B. durch nearest neighbour Interpolation bestimmt. Der Pixelwert P des mediangefilterten Bildes MED1BILD ergibt sich aus dem Medianwert Med der Pixelwerte der $2M_1 + 1$ Stützstellen. Der Medianwert Med von $2M_1 + 1$ Werten ist derjenige Wert, für den M_1 Werte kleiner oder gleich groß sind und die übrigen M_1 Werte größer oder gleich groß. Der Medianwert der 5 Werte 1, 4, 3, 8, 17 z. B. ist Med = 4. Die erste Medianfilterung ist schematisch in Fig. 3 dargestellt.

Nach der ersten Medianfilterung wird für alle $N_p \cdot N_p$ Pixel das Differenzbild DIFF1 = R1BILD - MED1BILD gebildet. DIFF1 sollte nur noch Ringartefakte enthalten. Um Reste störender Knochenkanten etc. zu eliminieren, wird im Bild DIFF1 eine Schwellenoperation mit der Artefaktschwelle S_{art} vorgenommen: alle Pixelwerte in DIFF1, die betragsmäßig größer als S_{art} sind, werden als Störungen identifiziert, die fälschlicherweise als Ring erkannt wurden. Sie werden, wenn sie $+S_{art}$ übersteigen, gleich $+S_{art}$ und, wenn sie $-S_{art}$ unterschreiten, $-S_{art}$ gesetzt. S_{art} hängt ab vom gewählten CT-Faltungskern, d. h. von der Maximalschärfe der CT-Bildrekonstruktion, und wird z. B. empirisch ermittelt. Das mit der Artefaktschwelle S_{art} behandelte Differenzbild DIFF1 heißt R2BILD.

Um eventuell vorhandene Reste von Ringartefakten mit anderem Raster zu eliminieren, wird für alle Pixelwerte

$N_p \cdot N_p$ das Differenzbild R3BILD aus dem maskierten Ausgangsbild R1BILD und dem Bild R2BILD gebildet. Bei idealer Wirkung des ersten Medianfilters sollte R3BILD keine Ringartefakte mehr enthalten. In R3BILD (oder einem Ausschnitt davon) wird nun im Verfahrensschritt 21 eine zweite Medianfilterung vorgenommen, wiederum entlang einer Vielzahl von durch das Drehzentrum (Drehachse 10) des Computertomographen verlaufenden Geraden (radiale Linien). Diese Geraden decken die Bildmatrix derartig ab, daß jedes Pixel des gewählten Ausschnittes auf einer solchen Geraden liegt. Das zweite radiale Medianfilter hat $2M_2 + 1$ Stützstellen (z. B. $M_2 = 1$) im Abstand a_{R2} (z. B. $a_{R2} = a_{R1}/2$). a_{R2} ist sowohl vom gewählten Ausschnitt des Meßfeldes (Zoomfaktor "Zoom") als auch von der Schärfe des verwendeten Faltungskerns abhängig und bei kleinem Bildausschnitt größer als der Pixelabstand in radialer Richtung. Für jedes Pixel P im gewünschten Ausschnitt des Bildes R3BILD werden die im radialen Abstand $-M_2 a_{R2}, -(M_2 + 1)a_{R2}, \dots, (M_2 - 1)a_{R2}, M_2 a_{R2}$ liegenden Pixel z. B. durch nearest neighbour Interpolation bestimmt. Der Pixelwert P des mediangefilterten Bildes MED2BILD ergibt sich aus dem Medianwert Med der Pixelwerte der $2M_2 + 1$ Stützstellen.

Nach der zweiten Medianfilterung wird für alle $N_p \cdot N_p$ Pixel das Differenzbild $\text{DIFF2} = \text{R1BILD} - \text{MED2BILD}$ gebildet. Um Reste störender Knochenkanten etc. zu eliminieren, wird im Bild DIFF2 wiederum eine Schwellenoperation mit der Artefaktschwelle S_{art} vorgenommen: alle Pixelwerte in DIFF2, die betragsmäßig größer als S_{art} sind, werden als Störungen identifiziert, die fälschlicherweise als Ring erkannt wurden. Sie werden nach der bereits beschriebenen Vorgehensweise gleich $+S_{art}$ oder $-S_{art}$ gesetzt. S_{art} wird z. B. empirisch ermittelt und hängt wie erwähnt ab vom gewählten CT-Faltungskern, d. h. von der Maximalschärfe der CT-Bildrekonstruktion. Das mit der Artefaktschwelle S_{art} behandelte Differenzbild DIFF2 heißt R4BILD.

Im Verarbeitungsschritt 24 werden störende Rauschstrukturen in R4BILD eliminiert. R4BILD enthält nicht nur Ringartefakte, sondern durch das unvermeidliche Pixelrauschen in CT-Bildern auch Rauschstrukturen. Zur Unterdrückung dieser Rauschstrukturen macht man sich zunutze, daß Ringartefakte auf Kreisbögen einer gewissen Mindestlänge mehr oder weniger konstant sein müssen, um überhaupt als Ringe erkannt zu werden. Der dritte Verarbeitungsschritt ist also eine Tiefpaßfilterung der Pixelwerte des Bildes R4BILD entlang von Kreisbögen um das Drehzentrum: dadurch bleiben die Ringartefakte erhalten, Rauschstrukturen dagegen werden weggeglättet. Die Tiefpaßfilterung kann z. B. als einfache Mittelwertbildung realisiert werden: für jedes Pixel P im Bild R4BILD mit den Koordinaten x_p, y_p sucht man auf dem durch P verlaufenden Kreisbogen um das Drehzentrum mit Radius $\sqrt{x_p^2 + y_p^2}$ die $2N_w + 1$ Pixel mit dem Winkelabstand $-N_w \cdot \text{SPHI}, -(N_w + 1) \cdot \text{SPHI}, \dots, (N_w - 1) \cdot \text{SPHI}, N_w \cdot \text{SPHI}$ von P. SPHI ist ein frei wählbares Winkelinkrement. Der Wert des Pixel P wird ersetzt durch den Mittelwert der $2N_w + 1$ Pixel. Die Pixel werden dabei je nach Abstand vom Drehzentrum in Pixel im Innenbereich und Pixel im Außenbereich eingeteilt, um unterschiedliche Winkelinkremente SPHI für die Mittelung im Innenbereich und im Außenbereich realisieren zu können. Durch die Winkelverschleifung entsteht aus R4BILD das Bild WBILD. Die Winkelverschleifung ist schematisch in Fig. 4 dargestellt.

Subtraktion von IBILD und WBILD im Schritt 25 schließlich ergibt das Ergebnisbild, in dem die Ringartefakte beseitigt sind.

Die Fig. 3 zeigt eine schematische Darstellung der ersten Medianfilterung gemäß dem Schritt 18.

Die Fig. 4 zeigt eine schematische Darstellung der Winkelverschleifung gemäß dem Schritt 24.

Erfindungswesentlich ist, daß ein Schnittbild des gesamten Meßfeldes oder nur eines Ausschnittes daraus in der Weise nachverarbeitet wird, daß die Pixelwerte des Schnittbildes einer oder mehreren Medianfilterungen und einer Mittelung unterzogen werden, wobei die Medianfilterungen und die Mittelung entlang einer Anzahl von Ausführungsrichtungen erfolgen.

Patentansprüche

1. Verfahren für einen Computertomographen mit einem Universalrechner (7) zur Nachverarbeitung eines rekonstruierten Schnittbildes einer Schicht eines Untersuchungsobjektes (4) zur Beseitigung von Ringartefakten, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

a) Maskierung von Knochen- und Luftanteilen im Bild IBILD mit $N_p \cdot N_p$ Pixeln, wobei alle CT-Werte in der Pixelmatrix größer als eine bestimmte Schwelle SWO gleich SWO gesetzt werden, alle CT-Werte kleiner als eine bestimmte Schwelle SWU gleich SWU, so daß sich eine neue, mit R1BILD bezeichnete Bildmatrix ergibt, die ebenfalls $N_p \cdot N_p$ Pixelwerte hat.

b) Durchführung einer Medianfilteroperation in R1BILD, die vorgenommen wird entlang einer Vielzahl von durch das Drehzentrum (10) des Computertomographen verlaufenden Geraden (radiale Linien), welche die Bildmatrix derartig abdecken, daß jedes Pixel auf einer solchen Geraden liegt, wobei das Medianfilter $2M_1 + 1$ Stützstellen im Abstand a_{R1} hat und der Pixelwert P des mediangefilterten Bildes MED1BILD sich ergibt aus dem Medianwert Med der Pixelwerte der $2M_1 + 1$ Stützstellen von R1BILD:

c) Bildung des Differenzbildes $\text{DIFF1} = \text{R1BILD} - \text{MED1BILD}$ für alle $N_p \cdot N_p$ Pixelwerte und Durchführung einer Schwellenoperation mit der Artefaktschwelle S_{art} im Bild DIFF1, wobei alle Pixelwerte in DIFF1, die betragsmäßig größer als S_{art} sind, gleich $+S_{art}$ oder $-S_{art}$ gesetzt werden, so daß das Bild R2BILD entsteht.

d) Durchführung einer Tiefpaßfilterung der Pixelwerte des Bildes R2BILD entlang von Kreisbögen um das Drehzentrum, die als einfache Mittelwertbildung realisiert werden kann, wobei man für jedes Pixel P im Bild R2BILD mit den Koordinaten x_p, y_p auf dem durch P verlaufenden Kreisbogen um das Drehzentrum mit Radius $\sqrt{x_p^2 + y_p^2}$ die $2N_w + 1$ Pixel mit dem Winkelabstand $-N_w \cdot \text{SPHI}, -(N_w + 1) \cdot \text{SPHI}, \dots, (N_w - 1) \cdot \text{SPHI}, N_w \cdot \text{SPHI}$ von P sucht und den Wert des Pixels P ersetzt durch den Mittelwert der $2N_w + 1$ Pixel, so daß das Bild WBILD entsteht.

e) Subtraktion von IBILD und WBILD, wobei das Ergebnisbild entsteht, in dem die Ringartefakte beseitigt sind.

2. Verfahren für einen Computertomographen mit einem Universalrechner (7) zur Nachverarbeitung eines rekonstruierten Schnittbildes einer Schicht eines Untersuchungsobjektes zur Beseitigung von Ringartefakten, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

a) Maskierung von Knochen- und Luftanteilen im Bild IBILD mit $N_p \cdot N_p$ Pixeln, wobei alle CT-Werte in der Pixelmatrix größer als eine bestimmte Schwelle SWO gleich SWO gesetzt werden, alle CT-Werte kleiner als eine bestimmte

Schwelle SWU gleich SWU, so daß sich eine neue, mit R1BILD bezeichnete Bildmatrix ergibt, die ebenfalls $N_p \cdot N_p$ Pixelwerte hat.

b) Durchführung einer ersten Medianfilteroperation in R1BILD, die vorgenommen wird entlang einer Vielzahl von durch das Drehzentrum (10) des Computertomographen verlaufenden Geraden (radialen Linien), welche die Bildmatrix derartig abdecken, daß jedes Pixel auf einer solchen Geraden liegt, wobei das Medianfilter $2M_1 + 1$ Stützstellen im Abstand a_{R1} hat und der Pixelwert P des mediangefilterten Bildes MED1BILD sich ergibt sich aus dem Medianwert Med der Pixelwerte der $2M_1 + 1$ Stützstellen von R1BILD.

c) Bildung des Differenzbildes DIFF1 = R1BILD - MED1BILD für alle $N_p \cdot N_p$ Pixelwerte und Durchführung einer Schwellenoperation mit der Artefaktschwelle S_{art} im Bild DIFF1, wobei alle Pixelwerte in DIFF1, die betragsmäßig größer als S_{art} sind, gleich $+S_{art}$ oder $-S_{art}$ gesetzt werden, so daß das Bild R2BILD entsteht.

d) Bildung des Differenzbildes R3BILD aus dem maskierten Ausgangsbild R1BILD und dem Bild R2BILD für alle Pixelwerte $N_p \cdot N_p$.

e) Durchführung einer zweiten Medianfilteroperation in R3BILD, die vorgenommen wird entlang einer Vielzahl von durch das Drehzentrum des Computertomographen verlaufenden Geraden (radiale Linien), welche die Bildmatrix derartig abdecken, daß jedes Pixel auf einer solchen Geraden liegt, wobei das Medianfilter $2M_2 + 1$ Stützstellen im Abstand a_{R2} hat und der Pixelwert P des mediangefilterten Bildes MED2BILD sich ergibt aus dem Medianwert Med der Pixelwerte der $2M_2 + 1$ Stützstellen von R3BILD.

f) Bildung des Differenzbildes DIFF2 = R1BILD - MED2BILD für alle $N_p \cdot N_p$ Pixelwerte und Durchführung einer Schwellenoperation mit der Artefaktschwelle S_{art} im Bild DIFF2, wobei alle Pixelwerte in DIFF2, die betragsmäßig größer als S_{art} sind, gleich $+S_{art}$ oder $-S_{art}$ gesetzt werden, so daß das Bild R4BILD entsteht.

g) Durchführung einer Tiefpaßfilterung der Pixelwerte des Bildes R4BILD entlang von Kreisbögen um das Drehzentrum, die als einfache Mittelwertbildung realisiert werden kann, wobei man für jedes Pixel P im Bild R2BILD mit den Koordinaten x_p, y_p auf dem durch P verlaufenden Kreisbogen um das Drehzentrum mit Radius $\sqrt{x_p^2 + y_p^2}$ die $N_w + 1$ Pixel mit dem Winkelabstand $-N_w \cdot SPHI, -(N_w + 1) \cdot SPHI, \dots, (N_w - 1) \cdot SPHI, N_w \cdot SPHI$ von P sucht und den Wert des Pixels P ersetzt durch den Mittelwert der $2N_w + 1$ Pixel, so daß das Bild WBILD entsteht.

h) Subtraktion von IBILD und WBILD, wobei das Ergebnisbild entsteht, in dem die Ringartefakte beseitigt sind.

3. Computertomograph, der zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 oder 2 ausgebildet ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

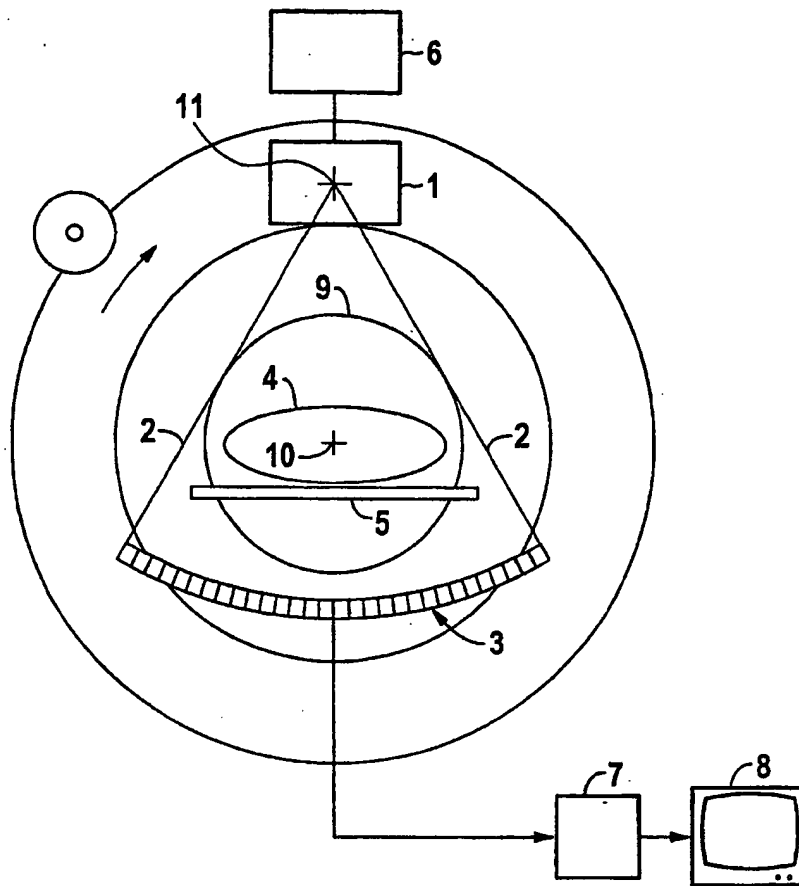


FIG 1

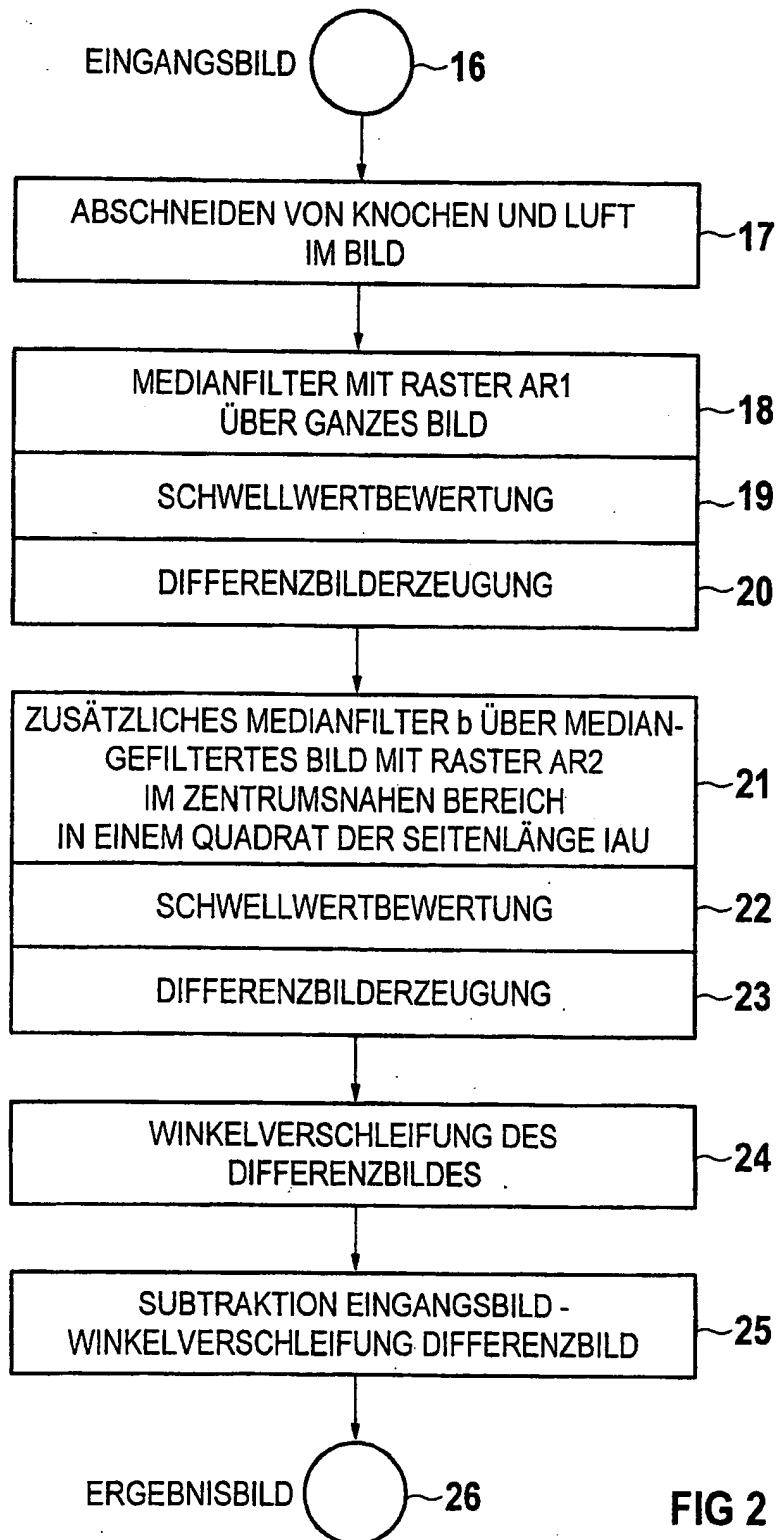


FIG 2

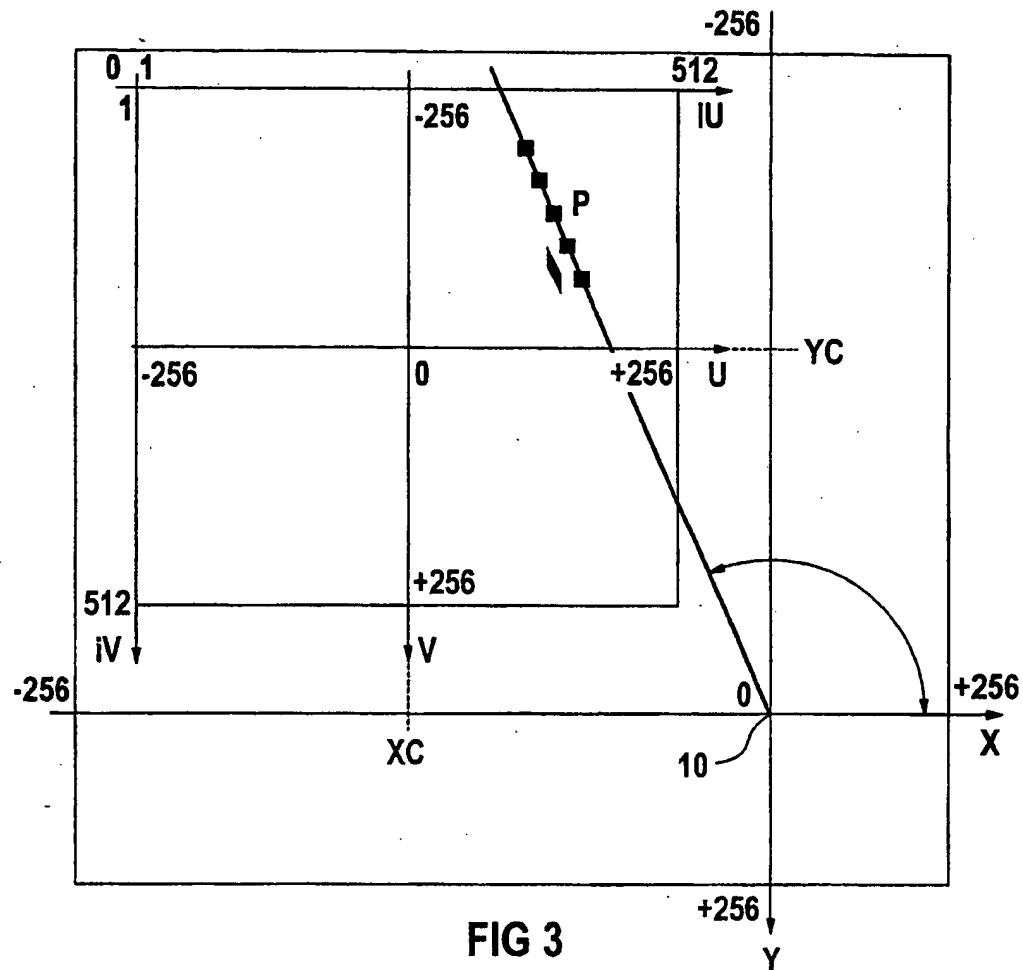


FIG 3

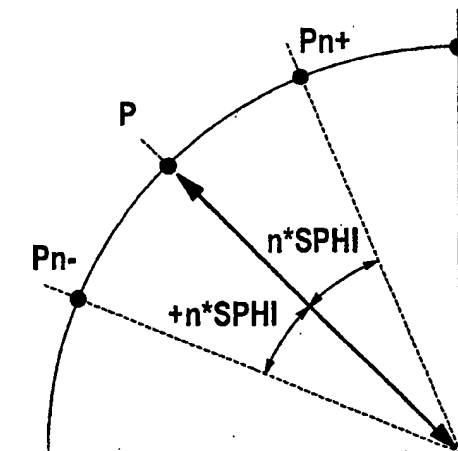


FIG 4